

PCT
WELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM
Internationales Büro
INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE
INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)



(51) Internationale Patentklassifikation ⁶ :

A61L 31/00

A1

(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: WO 97/32616

(43) Internationales

Veröffentlichungsdatum:

12. September 1997 (12.09.97)

(21) Internationales Aktenzeichen:

PCT/DE97/00233

(22) Internationales Anmeldedatum:

4. Februar 1997 (04.02.97)

(30) Prioritätsdaten:

196 08 250.1

4. März 1996 (04.03.96)

DE

(71)(72) Anmelder und Erfinder: KIRSCH, Axel [DE/DE]; Talstrasse 23, D-70794 Filderstadt (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): HUTMACHER, Dietmar [DE/DE]; Ziegelweg 27, D-79100 Freiburg (DE).

(74) Anwalt: GODDAR, Heinz; Boehmert & Boehmert, Hollerallee 32, D-28209 Bremen (DE).

(81) Bestimmungsstaaten: AL, AM, AT, AU, AZ, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CZ, DK, EE, ES, FI, GB, GE, HU, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, TJ, TM, TR, TT, UA, UG, US, UZ, VN, ARIPO Patent (KE, LS, MW, SD, SZ, UG), eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches Patent (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OAPI Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht

Mit internationalem Recherchenbericht.

Vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche zugelassenen Frist. Veröffentlichung wird wiederholt falls Änderungen eintreffen.

(54) Title: COVERING MEMBRANE, MOULDED BODIES PRODUCED THEREFROM AND PROCESS FOR THE PRODUCTION THEREOF

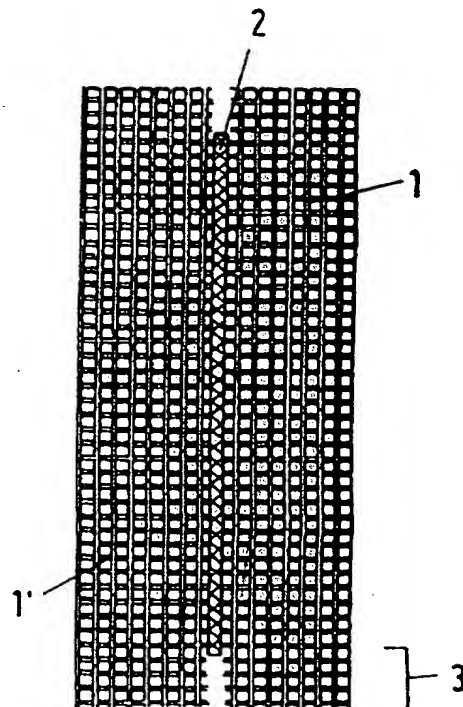
(54) Bezeichnung: ABDECKMEMBRAN, DARAUS HERGESTELLTER FORMKÖRPER UND VERFAHREN ZU DEREN HERSTELLUNG

(57) Abstract

The invention relates to a covering membrane for regeneration of tissue and/or bone. Said covering membrane has at least three layers, the two outer layers both consisting of a natural material, and at least one layer arranged therebetween and consisting of at least one synthetic material. The invention also relates to moulded bodies produced from said membrane, uses of the membrane according to the invention, and a process for the production thereof. Said covering membrane and the moulded bodies produced therefrom have an excellent level of biocompatibility, mechanical stability and checkable degradation and resorption kinetics.

(57) Zusammenfassung

Die Erfindung betrifft eine Abdeckmembran für die Geweberegeneration und/oder Knochenregeneration, die dadurch gekennzeichnet ist, daß die Abdeckmembran mindestens drei Schichten aufweist, wobei die beiden jeweils äußeren Schichten aus einem natürlichen Material bestehen und mindestens eine dazwischenliegende Schicht aus mindestens einem Kunststoffmaterial besteht, sowie daraus hergestellte Formkörper. Weiterhin betrifft die Erfindung Verwendungen der erfindungsgemäßen Membran und Verfahren zu deren Herstellung. Die erfindungsgemäße Abdeckmembran sowie daraus gebildete Formkörper weisen eine ausgezeichnete Biokompatibilität, mechanische Stabilität und kontrollierbare Degradations- und Resorptionskinetiken auf.



LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AM	Armenien	GB	Vereinigtes Königreich	MX	Mexiko
AT	Österreich	GE	Georgien	NE	Niger
AU	Australien	GN	Guinea	NL	Niederlande
BB	Barbados	GR	Griechenland	NO	Norwegen
BE	Belgien	HU	Ungarn	NZ	Neuseeland
BF	Burkina Faso	IE	Irland	PL	Polen
BG	Bulgarien	IT	Italien	PT	Portugal
BJ	Benin	JP	Japan	RO	Rumänien
BR	Brasilien	KE	Kenya	RU	Russische Föderation
BY	Belarus	KG	Kirgisistan	SD	Sudan
CA	Kanada	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	SE	Schweden
CF	Zentrale Afrikanische Republik	KR	Republik Korea	SG	Singapur
CG	Kongo	KZ	Kasachstan	SI	Slowenien
CH	Schweiz	LI	Liechtenstein	SK	Slowakei
CI	Côte d'Ivoire	LK	Sri Lanka	SN	Senegal
CM	Kamerun	LR	Liberia	SZ	Swasiland
CN	China	LX	Litauen	TD	Tschad
CS	Tschechoslowakei	LU	Luxemburg	TG	Togo
CZ	Tschechische Republik	LV	Lettland	TJ	Tadschikistan
DE	Deutschland	MC	Monaco	TT	Trinidad und Tobago
DK	Dänemark	MD	Republik Moldau	UA	Ukraine
EE	Estland	MG	Madagaskar	UG	Uganda
ES	Spanien	ML	Mali	US	Vereinigte Staaten von Amerika
FI	Finnland	MN	Mongolei	UZ	Usbekistan
FR	Frankreich	MR	Mauretanien	VN	Vietnam
GA	Gabon	MW	Malawi		

Abdeckmembran, daraus hergestellter Formkörper und Verfahren zu deren Herstellung

Die Erfindung betrifft eine Abdeckmembran für die Geweberegeneration und/oder Knochenregeneration, deren Verwendung und daraus hergestellter Formkörper. Weiterhin betrifft die Erfindung Verfahren zur Herstellung der Abdeckmembran.

In der Knochenchirurgie, beispielsweise bei der Rekonstruktion von Knochen in der plastischen Chirurgie oder bei kieferchirurgischen Operationen, ist es üblich, Knochendefektstellen in Form von Ausnehmungen oder Höhlungen im körpereigenen Knochengewebe mit Knochenaufbaumaterial zu füllen, welches in der Regel aus einer Mischung aus Knochenersatzmaterial, wie Hydroxylapatitgranulat, und körpereigenen Knochenpartikeln besteht. Um zu gewährleisten, daß das Knochenaufbaumaterial im wesentlichen ausschließlich von der Knochenseite her knöchern durchwachsen

- 2 -

wird, nicht aber in unerwünschter Weise von Epithel und subepitheliale Bindegebe, wird die Ausnahme mit einer Abdeckmembran verschlossen. Nur dann nämlich, wenn ein vollständig knöchernes Durchwachsen des Knochenaufbaumaterials gewährleistet ist, läßt sich die Knochendefektstelle im wesentlichen beseitigen.

Im Stand der Technik sind Abdeckmembranen beispielsweise aus Polytetrafluorethylenfolien beschrieben, die jedoch den Nachteil haben, daß sie nach Ausheilen der Knochendefektstelle im Körper verbleiben und hierdurch zu Komplikationen Anlaß geben können.

Mit der Entwicklung von bioresorbierbaren Polyesterfolien, wie z.B. beschrieben in WO 92/15340, wurde die Voraussetzung geschaffen, daß während oder nach der Beseitigung der Knochendefektstelle durch Einwachsen körpereigenen Knochengewebes die vormals erforderliche Abdeckmembran infolge Resorption nicht mehr vorhanden war.

Ein großer Nachteil derartiger Polyesterfolien besteht jedoch in ihrer hohen Steifigkeit und Sprödigkeit bei fehlendem Zusatz von Weichmachern. Diese Eigenschaften haben zur Folge, daß aus derartigem Material hergestellte Abdeckmembranen nur schwer an die dreidimensional ausgebildeten Knochendefekte zu adaptieren sind. Darüber hinaus besteht bis zum Zeitpunkt der Resorption die latente Gefahr, daß das sehr dünne, über der Membran liegende Weichteilgewebe (Mukosa) verletzt wird.

Zwar lassen sich Steifigkeit und Sprödigkeit durch Zusatz

von Weichmachern weitestgehend beseitigen, doch ist die Verwendung von entsprechenden Weichmachern selbst nicht unproblematisch mit Blick auf die durch sie möglicherweise bedingten Fremdkörperreaktionen, wie z.B. Nervenirritationen oder allergische Reaktionen. Ein weiterer Nachteil bezüglich der Verwendung von Weichmachern ist derzeit darin zu sehen, daß die Ergebnisse der klinischen Erprobung entsprechender Substanzen lediglich auf einer sehr geringen Anzahl von durchgeführten Tests mit einer ebenso geringen Anzahl von verschiedenen Weichmachern beruhen.

Ein weiterer Nachteil von aus Polyestern bestehenden Abdeckmembranen ist in ihrer geringen mechanischen Belastbarkeit zu sehen. Selbst bei geringen mechanischen Belastungen werden derartige Membranen in den Knochendefekt hineingedrückt mit der Folge, daß nur ein Teil des Knochendefektes mit Knochen aufgefüllt wird.

WO 92/10218 beschreibt ein Polymermaterial für Abdeckmembranen, dessen Glasübergangstemperatur nahe der Körpertemperatur liegt. Infolgedessen wird die Membran in situ flexibler und die Adaptierung einer derartigen Abdeckmembran an einen Knochendefekt kann leicht bewerkstelligt werden. Damit wird zwar das Problem der geringen Flexibilität des Polyestermaterials gelöst, nicht jedoch das der mangelhaften mechanischen Stabilität.

Ein weiterer Aspekt, den es bei der Konzeption von Abdeckmembranen zu berücksichtigen gilt, ist die Biokompatibilität von Abdeckmembranen, die sich in ihrer Benetzbarkeit, dem Umfang des Einwachsens von Zellen sowie der Geschwin-

- 4 -

digkeit des Wachstums der Zellen in der Membranoberfläche ausdrückt. Bei synthetischen Membranen wird typischerweise versucht, die dem Material inhärente geringe Biokompatibilität durch eine entsprechende Oberflächengestaltung zu kompensieren, was jedoch sowohl mit Blick auf das daraus resultierende Ergebnis sowie den damit verbundenen Kosten unbefriedigend ist.

Im Gegensatz zu synthetischen Membranen weisen Abdeckmembranen auf der Basis von Kollagen eine deutlich verbesserte Biokompatibilität auf. Darüber hinaus kann eine Kollagenmembran im feuchten Zustand um 20 bis 50 % gedehnt werden, was erlaubt, die Membran über dreidimensionale komplizierte Knochendefekte zu spannen.

Gerade diese Dehnbarkeit bedingt jedoch, daß derartige Abdeckmembranen noch weniger zur Aufnahme mechanischer Kräfte geeignet sind als die synthetischen Membranen. Demzufolge muß ein mittels einer Abdeckmembran auf Kollagenbasis abgedeckter Knochendefekt praktisch vollständig mit Augmentationsmaterial bzw. Knochenersatzmaterial aufgefüllt werden. Besonders bei größeren Knochendefekten kann die Verwendung von Augmentationsmaterial bzw. Knochenersatzmaterial bedingt durch die Notwendigkeit der stabilen Verankerung sowie einer Durchdringung des genannten Materials durch körpereigenes Knochenmaterial schwierig werden.

Wie eingangs ausgeführt, ist die Intention der Verwendung einer Abdeckmembran darin zu sehen, daß das Knochenaufbaumaterial im wesentlichen ausschließlich von der Knochen-

- 5 -

seite her knöchern durchwachsen wird. Dies setzt voraus, daß für die gesamte abzubauen Abdeckmembran eine vergleichbare Abbaukinetik herrscht, oder aber sich diese nicht durch das Anbringen der Abdeckmembran in unkontrollierter Weise verändert. Wird jedoch eine Kollagenmembran über einen Knochendefekt gespannt, so treten an spezifischen Stellen Ausdünnungen der Membran auf, die zu einer beschleunigten Abbaukinetik führen und letztendlich dazu, daß der Knochendefekt von der Knochenseite her nicht ausschließlich knöchern durchwachsen wird.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Abdeckmembran, die biologisch abbaubar, in hohem Maße biokompatibel ist und eine hohe mechanische Belastbarkeit aufweist, und Verfahren zu deren Herstellung bereitzustellen. Weiterhin sollen Verwendungen der Abdeckmembran angegeben und ein Formkörper offenbart werden, der besonders gut biokompatibel ist und, besonders bei großen Knochendefekten, eine hohe mechanische Stabilität aufweist.

Erfindungsgemäß wird die Aufgabe durch eine Abdeckmembran für die Geweberegeneration und/oder Knochenregeneration gelöst, die mindestens drei Schichten aufweist, wobei die beiden jeweils äußeren Schichten aus einem natürlichen Material bestehen und eine dazwischenliegende Schicht aus mindestens einem Kunststoffmaterial besteht.

Weiterhin wird die Aufgabe gelöst durch ein erstes Verfahren zur Herstellung der erfindungsgemäßen Abdeckmembran, welches gekennzeichnet ist durch die Schritte

a) Einbringen einer Schicht aus einem natürlichen Mate-

- 6 -

- rial in eine Form,
- b) Aufbringen mindestens einer Schicht des Kunststoffmaterials,
 - c) Aufbringen einer zweiten Schicht aus einem natürlichen Material,
 - d) Schließen der Form,
 - e) Einbringen der Form in einen Druckbehälter, und Verschießen desselben,
 - f) Einlassen von CO_2 und/oder N_2 in das Druckbehälter,
 - g) Einstellen eines Druckes p und einer Temperatur T ,
 - h) Halten des Druckes p und der Temperatur T für eine Zeit t , und
 - i) Abbauen des Druckes p im Inneren des Druckbehälters.

Ein alternatives, zweites Verfahren zur Herstellung der Abdeckmembran nach der Erfindung schlägt vor, daß mindestens eine Schicht aus einem natürlichen Material an mindestens eine weitere Schicht der Abdeckmembran, die mindestens die zwischen den beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten liegende Schicht aus mindestens einem Kunststoffmaterial umfaßt, anextrudiert wird.

In einer weiteren Alternative sieht ein drittes Verfahren zur Herstellung einer Abdeckmembran nach der Erfindung vor, daß mindestens eine Schicht aus einem natürlichen Material an mindestens eine weitere Schicht der Abdeckmembran, die mindestens die zwischen den beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten liegende Schicht aus mindestens einem Kunststoffmaterial umfaßt, angegossen wird.

In einer weiteren, vierten Alternative sieht das Verfahren zur Herstellung einer Abdeckmembran nach der Erfindung vor, daß eine Anordnung der die Abdeckmembran aufbauenden Schichten in eine Heizpreßform gegeben wird, die Heizpreßform zugefahren wird und eine Temperatur T_1 und ein Druck p_1 angelegt wird (Heizpreßverfahren).

Die erfindungsgemäße Verwendung der Abdeckmembran nach der Erfindung sieht vor, daß diese in vitro und/oder in vivo und/oder ex vivo verwendet wird.

Eine weitere erfindungsgemäße Verwendung besteht darin, daß die erfindungsgemäße Abdeckmembran bei der gesteuerten Geweberegeneration und/oder gesteuerten Knochenregeneration Anwendung findet.

Schließlich wird die der Erfindung zugrundeliegende Aufgabe gelöst, indem der erfindungsgemäße Formkörper aus der erfindungsgemäßen Abdeckmembran besteht.

Bei der Abdeckmembran nach der Erfindung kann vorgesehen sein, daß das Kunststoffmaterial der zwischen den beiden jeweils äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten liegenden Schicht biologisch abbaubar ist.

Die Erfindung schlägt auch vor, daß das Kunststoffmaterial aus einem Thermoplasten besteht.

Es kann ferner vorgesehen sein, daß der Thermoplast wenigstens einen Polyester aus der Familie der Poly- α -Hydroxylsäuren, wie Polytrimethylencarbonat, Polydioxanon, Poly-

- 8 -

glycolid, Polylactid, Poly(L-lactid-co-glycolid) nebst anderen Copolymeren, Polyorthoester und/oder Polycaprolacton (Polyhydroxybutyrat und Polyhydroxybutyrat-co-hydroxyvalerat) aufweist).

In einer Ausführungsform der Erfindung ist vorgesehen, daß das Kunststoffmaterial Poly(D,L-lactid) ist.

In einer weiteren Ausführungsform kann vorgesehen sein, daß das Kunststoffmaterial Poly(L-lactid-co-D,L-lactid) ist.

Bevorzugterweise weist das Kunststoffmaterial ein Gewichtsverhältnis von L-lactid zu D,L-lactid von etwa 40:60, etwa 50:50, etwa 70:30 oder etwa 80:20 auf.

Die Erfindung sieht vor, daß die aus einem Kunststoffmaterial bestehende, zwischen den beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten angeordnete Schicht eine zellokklusive poröse Struktur aufweist.

Alternativ kann vorgesehen sein, daß die aus einem Kunststoffmaterial bestehende, zwischen den beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten angeordnete Schicht eine zellokklusive nicht-poröse Struktur aufweist.

In einer bevorzugten Ausführungsform ist vorgesehen, daß mindestens eine der beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten einen Gehalt an Kollagen aufweist.

In einer besonders bevorzugten Ausführungsform ist vorgesehen, daß mindestens eine der beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten aus Kollagen besteht.

In einer weiteren besonders bevorzugten Ausführungsform ist das Kollagen vom Typ I und/oder Typ IV.

Ganz besonders bevorzugt kann dabei sein, daß beide äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten aus Kollagen bestehen und beide aus Kollagen bestehenden Schichten eine poröse Struktur aufweisen.

Alternativ kann vorgesehen sein, daß beide äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten aus Kollagen bestehen und eine aus Kollagen bestehende Schicht eine poröse Struktur aufweist und die andere aus Kollagen bestehende Schicht eine glatte Struktur aufweist.

In einer weiteren Alternative kann vorgesehen sein, daß beide äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten aus Kollagen bestehen und beide aus Kollagen bestehende Schichten eine faserartige Struktur aufweisen.

In einer weiteren Alternativ kann vorgesehen sein, daß beide äußeren aus natürlichem Material bestehenden Schichten aus Kollagen bestehen und eine aus Kollagen bestehende Schicht eine faserartige Struktur aufweist und die andere aus Kollagen bestehende Schicht eine glatte Struktur aufweist.

- 10 -

Die Erfindung schlägt vor, daß die erfindungsgemäße Abdeckmembran einen Kollagenrand aufweist.

In einer besonders bevorzugten Ausführungsform kann vorgesehen sein, daß der Kollagenrand eine Stärke von etwa 5 bis etwa 10 mm aufweist.

Es kann vorgesehen sein, daß mindestens eine der die Abdeckmembran aufbauenden Schichten ein Knochenersatzmaterial enthält.

Besonders bevorzugt kann dabei sein, daß mindestens eine der beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten und/oder mindestens eine zwischen besagten äußeren Schichten liegende Schicht mit einem Knochenersatzmaterial versetzt ist.

Die Erfindung schlägt auch vor, daß mindestens eine der die Abdeckmembran aufbauenden Schichten und/oder das Knochenersatzmaterial einen Gehalt an mindestens einem biologisch wirksamen Agens aufweist.

In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung enthält mindestens eine der beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten und/oder mindestens eine zwischen besagten äußeren Schichten liegende Schicht und/oder das Knochenersatzmaterial ein biologisch wirksames Agens.

Die Erfindung schlägt ferner vor, daß das biologisch wirksame Agens ausgewählt ist aus der Gruppe, die Wachstums-

- 11 -

faktoren, Antibiotika, schmerzlindernde Agenzien, Agenzien, die die Zellteilung und die Vaskularisierung beeinflussen, koagulierende und anti-koagulierende Agenzien, immunsupprimierende und immunstimulierende Agenzien, Zytokine, chemisches Attraktans, Enzyme und Kombinationen davon, umfaßt.

Es kann vorgesehen sein, daß neben der aus einem Kunststoffmaterial bestehenden Schicht mindestens eine weitere der die Abdeckmembran aufbauenden Schichten eine Polymermatrix aus Kunststoffmaterial umfaßt.

Bevorzugterweise umfaßt mindestens eine der beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten eine Polymermatrix aus Kunststoffmaterial.

Besonders bevorzugt ist, wenn das Kunststoffmaterial biologisch abbaubar ist.

Weiterhin ist bevorzugt, wenn das Kunststoffmaterial aus einem Thermoplasten besteht.

Die Erfindung schlägt vor, daß der Thermoplast wenigstens einen Polyester aus der Familie der Poly- α -Hydroxyl-Säuren, wie Polytrimethylencarbonat, Polydioxanon, Polyglycolid, Polylactid, Poly(L-lactid-co-glycolid) nebst anderen Copolymeren, Polyorthoester und/oder Polycaprolacton (Polyhydroxybutyrat und Polyhydroxybutyrat-co-hydroxyvalerat) aufweist.

In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist das

- 12 -

Kunststoffmaterial Poly(D,L-lactid).

In einer weiteren Ausführungsform der Erfindung ist das Kunststoffmaterial der Abdeckmembran Poly(L-lactid-co-D,L-lactid).

Bevorzugterweise weist das Kunststoffmaterial ein Gewichtsverhältnis von L-lactid zu D,L-lactid von etwa 40:60, etwa 50:50, etwa 70:30 oder etwa 80:20 auf.

Es kann ferner vorgesehen sein, daß die Polymermatrix porös ist.

Die Erfindung schlägt vor, daß die die aus Kunststoffmaterial bestehende Polymermatrix enthaltende Schicht dem zu regenerierenden Gewebe und/oder Knochen zugewandt ist.

Es kann ferner vorgesehen sein, daß die Abdeckmembran dreidimensional verformt ist.

In einer besonders bevorzugten Ausführungsform ist die Abdeckmembran thermisch dreidimensional verformt.

Das erste erfindungsgemäße Verfahren zur Herstellung der Abdeckmembran nach der Erfindung sieht vor, daß vor und/oder nach dem Aufbringen mindestens einer Schicht des Kunststoffmaterials weiteres Material aufgebracht wird, das der Ausbildung einer oder mehrerer weiterer Schicht(en) der Abdeckmembran dient.

Weiterhin ist vorgesehen, daß das natürliche Material Kol-

lagen ist.

In einer besonders bevorzugten Ausführungsform ist das Kollagen vom Typ I und/oder Typ IV.

Es kann vorgesehen sein, daß das Kunststoffmaterial als Pulver und/oder Granulat und/oder Flocken verwendet wird.

Die Erfindung schlägt vor, daß mindestens das Kunststoffmaterial einen Gehalt an mindestens einem biologisch wirksamen Agens aufweist.

In einer besonders bevorzugten Ausführungsform ist vorgesehen, daß das biologisch wirksame Agens ausgewählt ist aus der Gruppe, die Wachstumsfaktoren, Antibiotika, schmerzlindernde Agenzien, Agenzien, die die Zellteilung und die Vaskularisierung beeinflussen, koagulierende und anti-koagulierende Agenzien, immunsupprimierende und immunstimulierende Agenzien, Zytokine, chemisches Attraktans, Enzyme und Kombinationen davon, umfaßt.

Die Erfindung schlägt vor, daß das Kunststoffmaterial biologisch abbaubar ist.

Die Erfindung schlägt ferner vor, daß das Kunststoffmaterial aus einem Thermoplasten besteht.

In einer bevorzugten Ausführungsform kann vorgesehen sein, daß der Thermoplast wenigstens einen Polyester aus der Familie der Poly- α -Hydroxyl-Säuren, wie Polytrimethylen-carbonat, Polydioxanon, Polyglycolid, Polylactid, Poly(L-

- 14 -

lactid-co-glycolid) nebst anderen Copolymeren, Polyortho-ester und/oder Polycaprolacton (Polyhydroxybutyrat und Polyhydroxybutyrat-co-hydroxyvalerat) aufweist.

In einer bevorzugten Ausführungsform kann das Kunststoffmaterial Poly(D,L-lactid) sein.

In einer weiteren Ausführungsform der Erfindung kann das Kunststoffmaterial Poly(L-lactid-co-D,L-lactid) sein.

Besonders bevorzugt ist, wenn das Kunststoffmaterial ein Gewichtsverhältnis von L-lactid zu D,L-lactid von etwa 40:60, etwa 50:50, etwa 70:30 oder etwa 80:20 aufweist.

Weiterhin schlägt die Erfindung vor, daß die Form drucklos geschlossen wird.

Die Erfindung schlägt vor, daß das/der bei Schritt f) in das Druckgefäß eingebrachte Kohlendioxid und/oder Stickstoff in flüssiger Form eingebracht wird.

Weiterhin kann vorgesehen sein, daß das Kohlendioxid und/oder der Stickstoff infolge des Schrittes g) in einen superkritischen Zustand überführt wird.

Die Erfindung schlägt vor, daß der Druck p zwischen etwa 2×10^6 Pa und etwa 2×10^8 Pa beträgt.

In einer besonders bevorzugten Ausführungsform beträgt der Druck p zwischen etwa 5×10^6 Pa und $1,5 \times 10^7$ Pa.

- 15 -

Ferner schlägt die Erfindung vor, daß die Temperatur T weniger als 37°C beträgt.

In einer Ausführungsform der Erfindung beträgt die Zeit t zwischen etwa 10 Minuten und etwa 100 Minuten.

In einer besonders bevorzugten Ausführungsform ist vorgesehen, daß die Zeit t etwa 30 Minuten beträgt.

Die Erfindung schlägt weiterhin vor, daß der Druck p mit einem definierten Gradienten abgebaut wird.

Bei den erfindungsgemäßen Verfahren zur Herstellung der Abdeckmembran nach der Erfindung, die dadurch gekennzeichnet sind, daß an die zwischen den beidem äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten liegende Schicht aus mindestens einem Kunststoffmaterial weitere Schichten anextrudiert oder angegossen werden, kann vorgesehen sein, daß diese Schicht aus Kunststoffmaterial vorgeformt wird.

Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren zur Herstellung einer Abdeckmembran nach der Erfindung, das vorsieht, daß eine Anordnung der die Abdeckmembran aufbauenden Schichten in eine Heizpreßform gegeben wird, die Heizpreßform zugefahren wird und eine Temperatur T_1 und ein Druck p_1 angelegt wird, beträgt die Temperatur T_1 etwa 100°C oder weniger.

In einer bevorzugten Ausführungsform dieses Verfahrens schlägt die Erfindung vor, daß der Druck p_1 etwa 1×10^6 bis 2×10^6 Pa beträgt.

Die Erfindung schlägt vor, daß der aus der erfindungsgemäßen Abdeckmembran gebildete erfindungsgemäße Formkörper ein Augmentationsformkörper zur Behebung von Knochendefekten ist.

Die Erfindung schlägt weiterhin vor, daß der Grad der Porosität der beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten der den Formkörper bildenden Abdeckmembran verschieden ist.

In einer bevorzugten Ausführungsform ist vorgesehen, daß die dem Knochendefekt zugewandte äußere aus einem natürlichen Material bestehende Schicht der Abdeckmembran einen höheren Porositätsgrad aufweist als die dem Knochendefekt abgewandte äußere aus einem natürlichen Material bestehende Schicht der Abdeckmembran.

Die Erfindung schlägt darüber hinaus vor, daß die Dicke der dem Knochendefekt zugewandten äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schicht der Abdeckmembran verschieden ist von der Dicke der dem Knochendefekt abgewandten äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schicht der Abdeckmembran.

In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist die dem Knochendefekt zugewandte äußere aus einem natürlichen Material bestehende Schicht der Abdeckmembran dicker als die dem Knochendefekt abgewandte äußere aus einem natürlichen Material bestehende Schicht der Abdeckmembran.

Besonders bevorzugt ist dabei, daß die dem Knochendefekt

zugewandte äußere aus einem natürlichen Material bestehende Schicht der Abdeckmembran wesentlich dicker ist als die dem Knochendefekt abgewandte äußere aus einem natürlichen Material bestehende Schicht der Abdeckmembran.

Ferner kann vorgesehen sein, daß mindestens die Poren der dem Knochendefekt zugewandten äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schicht der Abdeckmembran ein Volumen von etwa 1 bis 5 mm³ aufweisen.

Weiterhin schlägt die Erfindung vor, daß mindestens die Poren der dem Knochendefekt zugewandten äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schicht der Abdeckmembran einen Gehalt an autologem Knochematerial aufweisen.

Der Erfindung liegt die überraschende Erkenntnis zugrunde, daß die erfindungsgemäße Abdeckmembran für die Geweberegeneration und/oder Knochenregeneration, die mindestens drei Schichten aufweist, wobei die beiden jeweils äußeren Schichten aus einem natürlichen Material bestehen und mindestens eine dazwischenliegenden Schicht aus mindestens einem Kunststoffmaterial besteht, eine biodegradierbare oder bioresorbierbare Membran darstellt, die eine besonders gute Degradations- und Resorptionskinetik aufweist und neben ihrer hohen mechanischen Stabilität in ausgezeichneter Weise die für die Geweberegeneration und/oder Knochenregeneration erforderliche Barrierefunktion gewährleistet, die, ohne daß es dadurch zu einer Beeinträchtigung der Rigidität der die Barrierefunktion gewährleistenden Schicht kommt, darüber hinaus eine Anpassung der Abdeckmembran an die durch die Geometrie des zu behhebenden

Knochendefektes vorgegebene Form erlaubt.

Unter natürlichem Material werden in diesem Zusammenhang auch derivatisierte Formen und Mischungen derselben verstanden

Die erfindungsgemäße Membran kann für klein- bis mittelgroße Knochendefekte die Barrierefunktion für mindestens 6 Monate aufrechterhalten und dann in einem Zeitraum von 9 bis 12 Monaten vom Körper bzw. Organismus ohne klinische Komplikationen metabolisiert werden. Für großvolumige Knochendefekte beträgt die Barrierefunktion mindestens 9 Monate, und die Membran kann in einem Zeitraum von 15 bis 18 Monaten vom Körper bzw. Organismus ohne klinische Komplikationen metabolisiert werden.

Bedingt durch die hohe biomechanische Stabilität der erfindungsgemäßen Abdeckmembran wird kein Knochenersatzmaterial zur Abstützung benötigt, wie dies bei mechanisch instabilen Membranen erforderlich ist, um ein Kollabieren in den Knochendefekt zu verhindern.

Dadurch, daß die beiden jeweils äußeren Schichten aus einem natürlichen Material bestehen, ergibt sich eine schnelle und komplikationslose Integration des Weichteilgewebes in die Membranoberfläche der Abdeckmembran, was eine wichtige biologische und klinische Voraussetzung ist, um die Dehiszenzen der Membran zu vermeiden.

Die Verwendung von Kunststoffmaterial, das biologisch abbaubar ist, bedingt nicht nur die Metabolisierbarkeit der

erfindungsgemäßen Abdeckmembran, sondern ist auch insoweit von Bedeutung, als daß damit eine Unabhängigkeit von der Verfügbarkeit geeigneten biologischen Materials gewährleistet wird, das darüber hinaus unter Umständen chargenabhängige Unterschiede aufweisen kann, die die Eigenschaften der Abdeckmembran in nicht vorhersehbarer Art und Weise verändern können.

Die Verwendung von Kunststoffmaterial, und speziell eines Thermoplasten, bietet darüber hinaus einen besonderen Vorteil gegenüber z.B. aus Kollagen hergestellten Membranen, da es bei der Anpassung der erfindungsgemäßen Abdeckmembran an dreidimensionale architektonisch komplizierte Knochendefekte nicht zu einer Ausdünnung der für die Funktion der Abdeckmembran relevanten Schicht(en) infolge des Anpassungsprozesses kommt, die dann eine beschleunigte unkontrollierter Abbaukinetik bedingen würde.

Speziell die Verwendung von Poly(D,L-lactid) oder Poly(L-lactid-co-D,L-lactid) als Kunststoffmaterial verleiht der erfindungsgemäßen Abdeckmembran einzigartige Degradations- und Resorptionskinetiken, wie sie unter Verwendung der derzeit verfügbaren biodegradierbaren natürlichen Materialien nicht gewährleistet ist, wobei ein Gewichtsverhältnis von L-lactid zu D,L-lactid von etwa 40:60, etwa 50:50, etwa 70:30 oder etwa 80:20 mit Blick auf die Degradations- und Resorptionskinetiken besonders vorteilhaft ist.

Die aus einem Kunststoffmaterial bestehende, zwischen den beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten angeordnete Schicht kann eine zellokklusive po-

- 20 -

röse Struktur aufweisen. Für die Knochenregeneration ist es von großer Bedeutung, daß eine klare Trennung zwischen den an der Gewebe und/oder Knochenregeneration beteiligten Geweben herbeigeführt wird. Dabei kann es von Vorteil sein, daß die zellokklusive Struktur prorös ist. Dies bietet sich vor allen Dingen dann an, wenn bedingt durch die Wachstumscharakteristiken der Zellen beispielsweise eine rauhe Oberfläche benötigt wird und diese beispielsweise als Ansatzpunkt für einwachsende Zellen dienen soll. Umgekehrt kann es auch von Vorteil sein, wenn die zellokklusive Schicht eine nicht-poröse Struktur aufweist, besonders dann, wenn das auf die zwischen den beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten angeordnete Schicht von Zellen nicht besiedelt wird, sondern als Barriere erforderlich wird, um beispielsweise Kontaktinhibition des Zellwachstums zu bewirken und somit zu einer definierten Gewebestruktur zu gelangen.

Die Verwendung von Kollagen bei der erfindungsgemäßen Abdeckmembran ist mit einer Reihe von Vorteilen verbunden, die sich sowohl daraus ergeben können, daß mindestens eine der beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten einen Gehalt an Kollagen aufweist als auch daraus, daß mindestens eine der beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten aus Kollagen besteht.

Für die Verwendung von Kollagen spricht besonders die hohe Bioverträglichkeit und grundsätzlich gegebene Biodegradierbarkeit dieses Materials. Da die Stabilität sowie die für eine Abdeckmembran erforderliche Barrierefunktion im

wesentlichen von der zwischen den beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten liegenden Schicht aus mindestens einem Kunststoffmaterial bedingt wird, können die mit Kollagen einhergehenden Nachteile bezüglich der Stabilität des Materials sowie Ausdünnen an Stellen mit hoher Zugspannung gegenüber der ausgezeichneten Biodegradierbarkeit in Kauf genommen werden und verleihen als Ganzes der erfindungsgemäßen Abdeckmembran ihre einzigartigen Eigenschaften.

Dadurch, daß mindestens eine der beiden äußeren aus natürlichem Material bestehenden Schichten aus Kollagen besteht, wird die Benetzung sowie das Einwachsen von Zellen und schließlich auch die Geschwindigkeit des Weichteilgewebewachstums in die Membranoberfläche verbessert, verglichen mit den Verhältnissen bei Verwendung von ausschließlich synthetischen Polymeren bzw. daraus aufgebauten Abdeckmembranen.

Die oben genannten Vorteile gelten ganz besonders dann, wenn das Kollagen vom Typ I und/oder IV ist.

Das Kollagen stellt den Zellen und dem Gewebe eine optimale Oberfläche zur Besiedlung und Einwachsen zur Verfügung. Des weiteren stellt das Kollagen den Zellen aufgrund seines natürlichen Ursprungs Verbindungen für biochemische Prozesse und Bindungen zur Verfügung. Dadurch wird beispielsweise im Falle der Regeneration von Knochendefekten, das zur erfolgreichen Knochenregeneration knochenseitig notwendige Blutkoagulum gebunden und am Ort, d.h. am Knochendefekt, gehalten. Weichteilseitig ermöglicht das

- 22 -

Kollagen ein schnelles Wachsen des Gewebes der Mukosa, so daß die Abdeckmembran in einem kurzen Zeitraum im Weichteilgewebe komplikationslos integriert wird.

Die äußeren aus Kollagen bestehenden Schichten können entweder beide porös bzw. faserig sein oder eine Schicht eine porös bzw. faserig und die andere eine glatte Struktur aufweisen. Wenn die dem Knochendefekt zugewandte Seite der Abdeckmembran eine poröse bzw. faserige Struktur aufweist, ergeben sich die hinsichtlich des Einwachsverhaltens besonders vorteilhaften Oberflächen. Umgekehrt gewährleistet die glatte Struktur der zweiten Außenschicht, daß deren Besiedlung sowohl durch erwünschte wie unerwünschte Gewebezellen weitestgehend unterbleibt bzw. kontrollierbar verzögert wird. Des weiteren verfügt man damit über die Möglichkeit, die Resorptionskinetiken weitergehend zu beeinflussen, und zwar nicht nur diejenige der äußeren aus natürlichem Material bestehenden Schicht(en) sondern auch die aus Kunststoffmaterial bestehende dazwischenliegende Schicht. Auf diese Art und Weise kann durch eine Oberflächenmodifizierung weitergehend Einfluß auf die Resorptionskinetik der im wesentlichen die Barrierefunktion vermittelnden aus Kunststoffmaterial bestehenden Schicht genommen werden.

Umgekehrt kann durch eine faserige oder poröse Struktur der beiden äußeren aus natürlichem Material, und speziell Kollagen, bestehenden Schichten gewährleistet werden, daß für beide Seiten der Membran die hinsichtlich des Zellaufwuchses und damit der komplikationslosen Integration der Abdeckmembran erforderliche Voraussetzungen geschaffen

werden. Eine derartige Ausgestaltung kann besonders dann von Vorteil sein, wenn der zu behebende Knochendefekt vergleichsweise klein ist und die Geschwindigkeit und der Umfang des Zellwachstums auf beiden Seiten etwa gleich ist, so daß eine gezielte Verlangsamung des Zellwachstums auf einer Seite der Membran, typischerweise derjenigen des Weichteilgewebes, durch Anbieten einer für das Zellwachstum weniger geeigneten Oberfläche, beispielsweise in Form einer glatten Oberflächenstruktur, nicht erforderlich ist.

Ein Kollagenrand der Abdeckmembran erlaubt die Aufnahme eines gewissen Teils der mechanischen Kräfte, die bei der Anpassung der Abdeckmembran an den zu behebenden Gewebe- bzw. Knochendefekt auftreten, aufgrund der Polymermatrixverstärkung. Darüber hinaus erlaubt ein derartiger Kollagenrand, der etwa 5 bis 10 mm betragen kann, daß die Abdeckmembran dicht an den Knochen adaptiert wird. Infolgedessen unterbleibt das Phänomen des Ausdünnens wie sie für Kollagenmembranen beobachtet werden.

Weist mindestens eine der die Abdeckmembran aufbauenden Schichten ein Knochenersatzmaterial auf, wird gewährleistet, daß die Regeneration von Knochen bedeutend schneller abläuft und die entsprechenden in der Technik bekannten Knochenersatzmaterialien als Ausgangspunkt für weitergehende chondroblastische und osteoblastische Aktivitäten dienen.

Grundsätzlich kann Knochenersatzmaterial in jede beliebige Schicht der Abdeckmembran eingebracht werden, wobei es aus naheliegenden Gründen besonders von Vorteil ist, das Kno-

chenerersatzmaterial in eine der beiden äußeren aus natürlichem Material bestehenden Schichten zu inkorporieren, und bevorzugt in jene, die dem Knochendefekt zugewandt ist, und/oder ggf weiteren, zwischen der äußeren dem Knochendefekt zugewandten aus einem natürlichen Material bestehenden Schicht einerseits und der zwischen den beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten liegenden Schicht aus mindestens einem Kunststoffmaterial andererseits zugeordneten Schichten.

Neben dem Einbau von Knochenersatzmaterial bietet die Inkorporierung mindestens eines biologisch wirksamen Agens die Möglichkeit, den Regenerationsprozeß mittels einer Vielzahl von biologischen Vorgängen zu beeinflussen.

Grundsätzlich kann ein entsprechendes biologisch wirksames Agens praktisch jeder der die Abdeckmembran aufbauenden Schicht sowie den darin enthaltenen Elementen oder Strukturen, so z.B. dem Knochenersatzmaterial, zugesetzt werden.

Besondere Vorteile ergeben sich, wenn die zwischen den beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten liegende(n) Schicht(en) einen Gehalt an mindestens einem biologisch wirksamen Agens aufweist.

Als biologisch wirksame Agenzien können dabei Wachstumsfaktoren, Antibiotika, schmerzlindernde Agenzien, Agenzien, die die Zellteilung und die Vaskularisierung beeinflussen, koagulierende und anti-koagulierende Agenzien, immunsupprimierende und immunstimulierende Agenzien, Zyto-

kine, chemisches Attraktans, Enzyme und Kombinationen davon dienen.

Die Wirksamkeit und vor allem die Wirkmechanismen der besagten Agenzien sind dem Fachmann bekannt. So können z.B. Wachstumsfaktoren dazu dienen, Zellen allgemein und ggf. spezielle Zellpopulationen zu verstärktem Wachstum anzuregen, um den existierenden Gewebe- oder Knochendefekt möglichst schnell aufzufüllen. Die Verwendung von Antibiotika ist besonders dann angezeigt, wenn es sich um großflächig oder nur schwer zu reinigende Gewebedefekte handelt oder das Millieu, in das die Abdeckmembran eingebracht wird, eine hohe Keimbelastung aufweist. Agenzien, die die Zellteilung und die Vaskularisierung beeinflussen, erlauben darüber hinaus eine zügige Regeneration des Gewebe- oder Knochendefektes. In Abhängigkeit von den Durchblutungsverhältnissen kann der Zusatz von koagulierenden ebenso wie von anti-koagulierenden Agenzien förderlich sein. Die Verwendung von immunsupprimierenden Agenzien ist besonders dann angezeigt, wenn es z.B. infolge allergischer Reaktionen ansonsten zu einer Verschlechterung des Heilungsprozesses käme. Umgekehrt können immunstimulierende Agenzien von Vorteil sein, wenn es erwünscht ist, im Bereich der Abdeckmembran eine verstärkte Immunantwort zu generieren. Zytokine und chemisches Attraktans können infolge ihres Wirkmechanismus das Einwandern verschiedener Zellpopulationen eine Möglichkeit darstellen, den Heilungsprozeß weitergehend zu steuern bzw. zu forcieren. Der Zusatz von Enzymen erlaubt eine weitergehende Modifikation des Regenerationsprozesses und kann sich sowohl auf das Material der Abdeckmembran als auch auf das regenerierte oder sich

regenerierende Gewebe auswirken.

Bei den genannten Agenzien ist es auch grundsätzlich möglich, sowohl innerhalb der Schichten als auch über den Schichtenquerschnitt und/oder Schichtenlängsschnitt Gradienten zu realisieren, um den jeweiligen Anforderungen der Geweberegeneration zu entsprechen.

Weitergehende Vorteile der Abdeckmembran besonders bezüglich ihrer Stabilität ergeben sich daraus, daß mindestens eine der beiden äußeren aus natürlichem Material bestehende Schicht eine Polymermatrix aus Kunststoffmaterial umfaßt. Diese Polymermatrix kann aus Kunststoffmaterial aufgebaut sein, ähnlich demjenigen, das in der zwischen den beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten liegende Schicht aus Kunststoffmaterial enthalten ist. Die dort genannten Vorteile bezüglich der Abbaubarkeit und Verformbarkeit gelten sinngemäß auch hier.

Durch die poröse Struktur der Polymermatrix wird ein Einwachsen von Zellen in die die Polymermatrix beinhalten- de(n) Schicht(en) der Abdeckmembran möglich. Infolgedessen kann das natürliche Material durch das einwachsende Gewebe resorbiert bzw. ersetzt werden und, in Abhängigkeit von der Auswahl des Polymermatrixmaterials bzw. dessen Dimensionierung, dessen Resorptionskinetik gesteuert werden, mit der Folge, daß die Polymermatrix in das sich regenerierende Gewebe überführt wird und diesem zusätzliche Stabilität verleiht, bis sie letztendlich ebenfalls resorbiert wird.

Obwohl es grundsätzlich sinnvoll ist, die genannte Polymermatrix in mehrere der Schichten der erfindungsgemäßen Abdeckmembran zu integrieren, ist es ganz besonders vorteilhaft, sie in jene Schichten zu integrieren, die sich zwischen dem zu regenerierenden Gewebe und/oder Knochen und der zwischen den beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten liegenden Schicht befinden, um speziell in diesem Bereich die besonders bei großen Knochendefekten erforderliche mechanische Stabilität zu gewährleisten.

Durch die dreidimensionale Verformbarkeit der Abdeckmembran wird eine optimale Anpassung an den zu behebenden Gewebe- und/oder Knochendefekt gewährleistet, besonders in Verbindung mit dem bereits erwähnten Kollagenrand. Die thermische Verformbarkeit wird im wesentlichen durch die Materialeigenschaften des Kunststoffmaterials beeinflusst und erlaubt ggf. eine Feinmodellierung der Abdeckmembran, nachdem diese bereits eingesetzt ist, ohne daß dabei große mechanische Kräfte aufgebracht werden müßten, was zu einer besonders schonenden und zuverlässigen Applikation der Abdeckmembran führt.

Wie bereits aus dem Ausgeführten ersichtlich, bietet sich vor allem die in vivo-Verwendung der erfindungsgemäßen Abdeckmembran an. Darüber hinaus besteht jedoch die Möglichkeit, derartige Abdeckmembranen in vitro zu verwenden, beispielsweise dann, wenn es gilt, komplexe dreidimensionale Gewebe- oder Organstrukturen zu erzeugen, die ggf. transplantiert werden.

Eine grundsätzliche Anwendung ist auch ex vivo, so z.B. in Herz-Lungen- oder Dialyseapparaturen möglich. Dabei erfüllen in den entsprechenden Apparaturen vorhandene Gewebe- oder Organteile, die die erfindungsgemäße Abdeckmembran als Aufwuchs- und Formgestaltungssubstrat verwenden, Funktionen, die normalerweise von körpereigenen Strukturen übernommen werden.

Die erfindungsgemäßen Verfahren erlauben die Herstellung der erfindungsgemäßen Abdeckmembran in ihren verschiedenen Ausgestaltungsformen, wobei die der erfindungsgemäßen Abdeckmembran inhärenten Vorteile ausgebildet werden.

Indem bei dem ersten erfindungsgemäßen Verfahren die Temperatur weniger als etwa 37°C beträgt, ist die Zugabe von thermolabilen biologischen Agenzien problemlos möglich.

Die erfindungsgemäßen Verfahren erlauben, einen definierten Gehalt an einem biologisch wirksamen Agens, einzeln oder in Kombination, schichtspezifisch in der erfindungsgemäßen Abdeckmembran zu realisieren, und ggf. auch die Ausbildung eines entsprechenden Gradienten.

Aus der erfindungsgemäßen Abdeckmembran läßt sich in vorteilhafter Weise ein Formkörper herstellen.

Grundsätzlich können derartige Formkörper für eine Vielzahl von Applikationen verwendet werden, so z.B. zur Regeneration von Gewebe und/oder Knochendefekten. Im folgenden wird beispielhaft auf die Vorteile eines Formkörpers eingegangen, der der Behebung von Knochendefekten dient. Es

ist jedoch für den Fachmann offensichtlich, daß entsprechende Ausgestaltungen des erfindungsgemäßen Formkörpers auch zur Behebung von anderen Defekten als Knochendefekt, wie hier geschildert, verwendet werden können und sich ähnliche vorteilhafte Wirkungen daraus ergeben.

Der erfindungsgemäße Formkörper weist hinsichtlich der beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehende Schichten der den Formkörper bildenden Abdeckmembran einen Unterschied bezüglich des Porositätsgrades auf, der darin besteht, daß die typischerweise dem Knochendefekt zugewandte äußere aus einem natürlichen Material bestehende Schicht einen höheren Porositätsgrad aufweist, was hinsichtlich der Einwachsgeschwindigkeit von Zellmaterial und Ausbildung einer festen Gewebestruktur besonders vorteilhaft ist. Darüber hinaus erlaubt diese hohe Porosität, daß der Knochendefekt praktisch vollständig ausgefüllt ist und erst dann der Massenabbau der zwischen den beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten liegenden Schicht, die das Kunststoffmaterial umfaßt, mit einer gesteuerten Kinetik erfolgt, so daß pro Zeiteinheit nur soviel Abbauprodukte vom Körper metabolisiert werden, wie der Organismus mit einer klinisch nicht relevanten Fremdkörperreaktion verkraften kann.

Die unterschiedliche Stärke der dem Knochendefekt zuwandten Schicht(en) der den Formkörper bildenden Abdeckmembran einerseits und derjenigen der dem Knochendefekt abgewandten Schicht(en) ist von großem Vorteil, wobei typischerweise die dem Knochendefekt zugewandete äußere aus einem natürlichen Material bestehende Schicht der Abdeckmembran

wesentlich dicker ist als die dem Knochendefekt abgewandte äußere aus einem natürlichen Material bestehende Schicht der Abdeckmembran. Ein Grund hierfür besteht in der Ausfüllung des durch den Knochendefekt bedingten Hohlraumes durch die entsprechenden Schichten der Abdeckmembran bzw. des daraus gebildeten Formkörpers. Neben einer dadurch bedingten erhöhten mechanischen Stabilität wird eine direkte Interaktion der äußeren Schicht des als Form-, Stütz- und Aufwuchssubstrat dienenden Formkörpers mit dem verbliebenen Restgewebe gewährleistet.

Ein Volumen von etwa 1 bis 5 mm³ der Poren der dem Knochendefekt zugewandten äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schicht der Abdeckmembran ist besonders geeignet, das Einwuchsverhalten von Zellen zu fördern, die den Knochendefekt beseitigen. Dieser positive Effekt kann dadurch potenziert werden, daß in den Poren ein Gehalt an autologem Knochenmaterial vorhanden ist, der, ohne im folgenden darauf festgelegt werden zu wollen, als Ausgangspunkt für besonders intensives Wachstum von den Knochendefekt beseitigendem Gewebe dient.

Weitere Merkmale und Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der nachstehenden Beschreibung, in der mehrere Ausführungsbeispiele anhand der schematischen Zeichnung im einzelnen erläutert, sowie Herstellungsbeispiele gemäß dem erfindungsgemäßen Verfahren zur Herstellung der erfindungsgemäßen Abdeckmembran angeführt sind.

Dabei zeigt:

- Fig. 1 eine schematische Darstellung des Querschnitts durch eine Ausführungsform der erfindungsgemäßen Abdeckmembran;
- Fig. 2 eine schematische Darstellung des Querschnitts durch eine weitere Ausführungsform der Abdeckmembran nach der Erfindung;
- Fig. 3 eine schematische perspektivische Darstellung einer Ausführungsform der Abdeckmembran nach der Erfindung;
- Fig. 4 eine schematische perspektivische Darstellung einer Ausführungsform eines Augmentationsformkörpers nach der Erfindung;
- Fig. 5 eine schematische Darstellung eines Querschnitts durch den in Fig. 4 dargestellten Augmentationsformkörper nach der Erfindung;
- Fig. 6 eine rasterelektronenmikroskopische Aufnahme der in Beispiel 1 hergestellten Abdeckmembran nach der Erfindung;
- Fig. 7 eine weitere rasterelektronenmikroskopische Aufnahme der in Beispiel 1 hergestellten Abdeckmembran nach der Erfindung;
- Fig. 8 eine rasterelektronenmikroskopische Aufnahme der in Beispiel 2 hergestellten Abdeckmembran nach der Erfindung;

Fig. 9 eine weitere rasterelektronenmikroskopische Aufnahme der in Beispiel 2 hergestellten Abdeckmembran nach der Erfindung;

Fig. 10 eine rasterelektronenmikroskopische Aufnahme der in Beispiel 3 hergestellten Abdeckmembran nach der Erfindung; und

Fig. 11 eine weitere rasterelektronenmikroskopische Aufnahme der in Beispiel 3 hergestellten Abdeckmembran nach der Erfindung.

Fig. 1 zeigt eine Ausführungsform der Abdeckmembran nach der Erfindung, die aus drei Schichten aufgebaut ist, wobei die beiden äußeren Schichten 1 und 1' aus Kollagen bestehen und eine poröse Struktur aufweisen. Zwischen den beiden äußeren Schichten aus Kollagen liegt eine aus einem Kunststoffmaterial bestehende dazwischenliegende Schicht 2. Die Breite der beiden äußeren aus natürlichem Material bestehenden Schichten ist größer als die der dazwischenliegenden Schicht 2, was dazu führt, daß ein typischerweise 5 bis 10 mm breiter Kollagenrand 3 existiert, der besonders für die Anpassung der Abdeckmembran an den zu behandelnden Gewebe- oder Knochendefekt geeignet ist und darüber hinaus einen Teil der auftretenden mechanischen Belastung aufnimmt.

Die in Fig. 2 dargestellte Ausführungsform der Abdeckmembran nach der Erfindung zeichnet sich dadurch aus, daß die äußere aus Kollagen bestehende Schicht 1 einen deutlich höheren Porositätsgrad als die aus Kollagen bestehende

äußere Schicht 1' aufweist. Das hochporöse Kollagenmaterial von Schicht 1 weist darüber hinaus noch Knochenersatzmaterial 5 auf, das als Ausgangspunkt für besonders intensive Geweberegenerationsaktivität dient. Das bioresorbierbare Kunststoffmaterial der zwischen den beiden aus Kollagen bestehenden äußeren Schichten liegende Schicht 2 verhindert ein Durchwachsen der Zellen über Schicht 1 hinaus. Schicht 1' weist eine Struktur auf, die ebenfalls zelloklusiv wirksam ist.

Fig. 3 veranschaulicht in der räumlichen Darstellung nochmals das Aufbauprinzip der Abdeckmembran nach der vorliegenden Erfindung. Schicht 1, im vorliegenden Fall aus Kollagen bestehend, weist eine poröse Struktur auf, die das Einwachsen von Zellen besonders erleichtert. An Schicht 1 schließt die aus einem biologisch abbaubaren Kunststoffmaterial bestehende Schicht 2 an, die unter dem Einfluß der in die aus Kollagen bestehenden Schichten 1 und 1' einwachsenden Zellen bestimmungsgemäß von diesen bzw. deren biochemischen Aktivitäten aufgelöst wird. Als letzte Schicht schließt sich Schicht 1' in dieser insgesamt dreilagigen Ausführungsform der Abdeckmembran nach der vorliegenden Erfindung an, die eine wesentlich kompaktere Kollagenstruktur aufweist, die zelloklusiv wirksam ist.

Schicht 1 weist darüber hinaus noch eine Polymermatrix aus biologisch abbaubarem Kunststoffmaterial auf, die der gesamten Abdeckmembran durch ihre interkonnektierende Wirkung eine erhöhte mechanische Stabilität verleiht.

Fig. 4 veranschaulicht den prinzipiellen Aufbau eines aus der Abdeckmembran nach der Erfindung aufgebauten Augmenta-

tionsformkörper zur Beseitigung von Knochendefekten. Der besonders stark ausgeprägten, aus Kollagen bestehenden Schicht 1, die einen sehr hohen Porositätsgrad aufweist, schließt sich Schicht 2 bestehend aus dem biologisch abbaubaren Kunststoffmaterial an. Die vom Knochendefekt abgewandte Schicht 1' aus Kollagen weist eine deutlich geringere Porosität und Dicke auf als Schicht 1. Schicht 1 erlaubt bedingt durch ihrer Stärke, daß der Knochendefekt ausgefüllt wird und durch den direkten Kontakt ein schnelles Einwachsen von Zellen gewährleistet wird. Polymermatrix 4, hergestellt aus biologisch abbaubarem Material erlaubt eine besondere Verstärkung von Schicht 1 und erhöht damit wesentlich die mechanische Belastbarkeit des Augmentationsformkörpers, was besonders bei großen zu behandelnden Knochendefekten einen wesentlichen Vorteil mit sich bringt.

Fig. 5 zeigt den Augmentationsformkörper von Fig. 4 im Querschnitt. Die beiden äußeren Schichten 1 und 1' umgeben die aus biologisch abbaubarem Kunststoff bestehende Schicht 2.

Die erfindungsgemäße Abdeckmembran wurde mittels eines erfindungsgemäßen Verfahrens hergestellt, das anhand der im folgenden angeführten Beispiele veranschaulicht werden soll.

BEISPIELE

Bei allen hierin in Tabelle 1 angeführten Beispielen wurde der folgende Verfahrensablauf realisiert:

Eine erste Kollagenschicht wurde in eine Werkzeugform eingelegt und dann das Polymer in Granulatform auf die erste Kollagenschicht aufgebracht. Anschließend wurde die zweite Kollagenschicht auf das Kunststoffmaterial in Granulatform aufgelegt, das Werkzeug mit einem Preßstempel verschlossen und als ganzes in einen Hochdruckautoklaven gegeben.

Der Hochdruckautoklav wurde mit CO_2 gefüllt, welches mittels einer Kolbenmembranpumpe verdichtet wurde. Mittels Druckerhöhungseinheit und Temperiergerät wurden der Druck p und die Temperatur T im Druckbehälter eingestellt. Eine Temperierung des verwendeten Autoklaven war in Grenzen zwischen -70°C und 400°C prinzipiell möglich. Nach einer Begasungszeit t wurde der Druck mit einem einstellbaren Gradienten abgelassen. Danach wurde das Werkzeug aus dem Hochdruckautoklaven entnommen, geöffnet und die solchermaßen hergestellte dreilagige Abdeckmembran nach der Erfindung aus dem Werkzeug entnommen.

Die Versuchsparameter können aus Tabelle 1 entnommen werden, wobei PDLA Poly(D,L-lactid) und TCP Tricalciumphosphat bedeutet.

Die verwendeten Kollagenschichten wiesen eine Dicke von 0,2 mm auf, gleichgültig ob sie rechteckig oder kreisförmig waren.

Tabelle 1

Beispiel	Unten	Mitte	Oben	Versuchsparameter p [bar] - \varnothing [°C] - dp/dt [bar/s]
1	Kollagen (3 x 3 cm ²)	PDLLA (1,5 g)	Kollagen (3 x 3 cm ²)	120 - 32 - 50
2	Kollagen (3 x 3 cm ²)	PDLLA (1,5 g)	Kollagen (3 x 3 cm ²)	120 - 30 - 0,8
3	Kollagen (3 x 3 cm ²)	PDLLA (1,5 g) + 20 % TCP	Kollagen (3 x 3 cm ²)	120 - 30 - 0,8
4	Kollagen (\varnothing 10 cm)	PDLLA (1,5 g)	Kollagen (\varnothing 10 cm)	125 - 30 - 50
5	Kollagen (\varnothing 10 cm)	PDLLA (1,5 g)	Kollagen (\varnothing 10 cm)	130 - 37 - 50
6	Kollagen (\varnothing 10 cm)	PDLLA (1,5 g) + 20 % TCP	Kollagen (\varnothing 10 cm)	130 - 34 - 50

Alle solchermaßen hergestellten Abdeckmembranen wiesen eine hohe mechanische Stabilität auf und waren thermisch verformbar.

Die als Figuren 6 bis 11 gezeigten Aufnahmen sind raster-elektronenmikroskopische Aufnahmen der obigen Beispiele, wobei die Figuren 6 und 7 das Ergebnis aus Beispiel 1, die Figuren 8 und 9 das Ergebnis aus Beispiel 2 und die Figuren 10 und 11 das Ergebnis aus Beispiel 3 zeigen. Die Proben wurden kalt in Stickstoff gebrochen.

Aus den Figuren 6 bis 11 ist zu erkennen, daß die bioresorbierbare Polymerschicht kompakt und die Faserstruktur der beiden Kollagenschichten unbeschädigt ist.

- 37 -

Die in der vorstehenden Beschreibung, in der Zeichnung sowie in den Ansprüchen offenbarten Merkmale der Erfindung können sowohl einzeln als auch in beliebigen Kombinationen für die Verwirklichung der Erfindung in ihren verschiedenen Ausführungsformen wesentlich sein.

Ansprüche

1. Abdeckmembran für die Geweberegeneration und/oder Knochenregeneration, dadurch gekennzeichnet, daß die Abdeckmembran mindestens drei Schichten aufweist, wobei die beiden jeweils äußeren Schichten 1, 1' aus einem natürlichen Material bestehen und mindestens eine dazwischenliegende Schicht 2 aus mindestens einem Kunststoffmaterial besteht.
2. Abdeckmembran nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial biologisch abbaubar ist.
3. Abdeckmembran nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial aus einem Thermoplasten besteht.

4. Abdeckmembran nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß der Thermoplast wenigstens einen Polyester aus der Familie der Poly- α -Hydroxyl-Säuren, wie Polytrimethylen-carbonat, Polydioxanon, Polyglycolid, Polylactid, Poly(L-lactid-co-glycolid) nebst anderen Copolymeren, Polyortho-ester und/oder Polycaprolacton (Polyhydroxybutyrat und Polyhydroxybutyrat-co-hydroxyvalerat) aufweist.
5. Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet daß das Kunststoffmaterial Poly(D,L-lactid) ist.
6. Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial Poly(L-lactid-co-D,L-lactid) ist.
7. Abdeckmembran nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial ein Gewichtsverhältnis von L-lactid zu D,L-lactid von etwa 40:60 aufweist.
8. Abdeckmembran nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial ein Gewichtsverhältnis von L-lactid zu D,L-lactid von etwa 50:50 aufweist.
9. Abdeckmembran nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial ein Gewichtsverhältnis von L-lactid zu D,L-lactid von etwa 70:30 aufweist.
10. Abdeckmembran nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial ein Gewichtsverhältnis von L-lactid zu D,L-lactid von etwa 80:20 aufweist.

11. Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß die aus einem Kunststoffmaterial bestehende, zwischen den beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten 1, 1' angeordnete Schicht 2 eine zellokklusive poröse Struktur aufweist.

12. Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß die aus einem Kunststoffmaterial bestehende, zwischen den beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten 1, 1' angeordnete Schicht 2 eine zellokklusive nicht-poröse Struktur aufweist.

13. Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine der beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten 1, 1' einen Gehalt an Kollagen aufweist.

14. Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine der beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten 1, 1' aus Kollagen besteht.

15. Abdeckmembran nach Anspruch 13 oder 14, dadurch gekennzeichnet, daß das Kollagen vom Typ I und/oder Typ IV ist.

16. Abdeckmembran nach Anspruch 14 oder 15, dadurch gekennzeichnet, daß die beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten 1, 1' aus Kollagen bestehen und beide aus Kollagen bestehenden Schichten 1, 1' eine

poröse Struktur aufweisen.

17. Abdeckmembran nach Anspruch 14 oder 15, dadurch gekennzeichnet, daß die beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten 1, 1' aus Kollagen bestehen und eine aus Kollagen bestehende Schicht eine poröse Struktur aufweist und die andere aus Kollagen bestehende Schicht eine glatte Struktur aufweist.

18. Abdeckmembran nach Anspruch 14 oder 15, dadurch gekennzeichnet, daß die beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten 1, 1' aus Kollagen bestehen und beide aus Kollagen bestehende Schichten eine faserartige Struktur aufweisen.

19. Abdeckmembran nach Anspruch 14 oder 15, dadurch gekennzeichnet, daß die beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten 1, 1' aus Kollagen bestehen und eine aus Kollagen bestehende Schicht eine faserartige Struktur aufweist und die andere aus Kollagen bestehende Schicht eine glatte Struktur aufweist.

20. Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 14 bis 19, dadurch gekennzeichnet, daß die Abdeckmembran einen Kollagenrand aufweist.

21. Abdeckmembran nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, daß der Kollagenrand eine Stärke von etwa 5 bis etwa 10 mm aufweist.

22. Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 1 bis 21, da-

durch gekennzeichnet, daß mindestens eine der die Abdeckmembran aufbauenden Schichten ein Knochenersatzmaterial enthält.

23. Abdeckmembran nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine der beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten 1, 1' und/oder mindestens eine zwischen besagten äußeren Schichten 1, 1' liegende Schicht mit einem Knochenersatzmaterial versetzt ist.

24. Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 1 bis 23, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine der die Abdeckmembran aufbauenden Schichten und/oder das Knochenersatzmaterial einen Gehalt an mindestens einem biologisch wirksamen Agens aufweist.

25. Abdeckmembran nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine der beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten 1, 1' und/oder eine zwischen besagten äußeren Schichten liegende Schicht und/oder das Knochenersatzmaterial einen Gehalt an mindestens einem biologisch wirksamen Agens enthält.

26. Abdeckmembran nach Anspruch 24 oder 25, dadurch gekennzeichnet, daß das biologisch wirksame Agens ausgewählt ist aus der Gruppe, die Wachstumsfaktoren, Antibiotika, schmerzlindernde Agenzien, Agenzien, die die Zellteilung und die Vaskularisierung beeinflussen, koagulierende und anti-koagulierende Agenzien, immunsupprimierende und immunstimulierende Agenzien, Zytokine, chemisches Attrak-

tans, Enzyme und Kombinationen davon, umfaßt.

27. Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 1 bis 26, dadurch gekennzeichnet, daß neben der aus einem Kunststoffmaterial bestehenden Schicht 2 mindestens eine weitere der die Abdeckmembran aufbauenden Schichten eine Polymermatrix aus Kunststoffmaterial umfaßt.

28. Abdeckmembran nach Anspruch 27, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine der beiden äußeren aus natürlichem Material bestehenden Schichten 1, 1' eine Polymermatrix aus Kunststoffmaterial umfaßt.

29. Abdeckmembran nach Anspruch 27 oder 28, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial biologisch abbaubar ist.

30. Abdeckmembran nach Anspruch 29, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial aus einem Thermoplasten besteht.

31. Abdeckmembran nach Anspruch 30, dadurch gekennzeichnet, daß der Thermoplast wenigstens einen Polyester aus der Familie der Poly- α -Hydroxyl-Säuren, wie Polytrimethylencarbonat, Polydioxanon, Polyglycolid, Polylactid, Poly(L-lactid-co-glycolid) nebst anderen Copolymeren, Polyorthoester und/oder Polycaprolacton (Polyhydroxybutyrat und Polyhydroxybutyrat-co-hydroxyvalerat) aufweist.

32. Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 27 bis 31, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial Poly(D,L-

lactid) ist.

33. Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 27 bis 31, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial Poly(L-lactid-co-D,L-lactid) ist.

34. Abdeckmembran nach Anspruch 33, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial ein Gewichtsverhältnis von L-lactid zu D,L-lactid von etwa 40:60 aufweist.

35. Abdeckmembran nach Anspruch 33, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial ein Gewichtsverhältnis von L-lactid zu D,L-lactid von etwa 50:50 aufweist.

36. Abdeckmembran nach Anspruch 33, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial ein Gewichtsverhältnis von L-lactid zu D,L-lactid von etwa 70:30 aufweist.

37. Abdeckmembran nach Anspruch 33, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial ein Gewichtsverhältnis von L-lactid zu D,L-lactid von etwa 80:20 aufweist.

38. Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 27 bis 37, dadurch gekennzeichnet, daß die Polymermatrix porös ist.

39. Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 27 bis 38, dadurch gekennzeichnet, daß die die aus Kunststoffmaterial bestehende Polymermatrix enthaltende Schicht dem zu regenerierenden Gewebe und/oder Knochen zugewandt ist.

40. Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 1 bis 39, da-

durch gekennzeichnet, daß die Abdeckmembran dreidimensional verformt ist.

41. Abdeckmembran nach Anspruch 40, dadurch gekennzeichnet, daß die Abdeckmembran thermisch dreidimensional verformt ist.

42. Verwendung der Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 1 bis 41 in vitro und/oder in vivo und/oder ex vivo.

43. Verwendung der Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 1 bis 42 für die gesteuerte Geweberegeneration und/oder die gesteuerte Knochenregeneration.

44. Verfahren zur Herstellung einer Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 1 bis 41, gekennzeichnet durch die Schritte

- a) Einbringen einer Schicht aus einem natürlichen Material in eine Form,
- b) Aufbringen mindestens einer Schicht des Kunststoffmaterials,
- c) Aufbringen einer zweiten Schicht aus einem natürlichen Material,
- d) Schließen der Form,
- e) Einbringen der Form in ein Druckbehältnis, und Verschießen desselben,
- f) Einlassen von CO₂ und/oder N₂ in das Druckbehältnis,
- g) Einstellen eines Druckes p und einer Temperatur T,
- h) Halten des Druckes p und der Temperatur T für eine Zeit t, und
- i) Abbauen des Druckes p im Inneren des Druckbehältnisses.

45. Verfahren nach Anspruch 44, dadurch gekennzeichnet, daß vor und/oder nach dem Aufbringen mindestens einer Schicht des Kunststoffmaterials weiteres Material aufgebracht wird, das der Ausbildung einer oder mehrerer weiterer Schicht(en) der Abdeckmembran dient.

46. Verfahren nach Anspruch 44 oder 45, dadurch gekennzeichnet, daß das natürliche Material Kollagen ist.

47. Verfahren nach Anspruch 46, dadurch gekennzeichnet, daß das Kollagen vom Typ I und/oder Typ IV ist.

48. Verfahren nach einem der Ansprüche 44 bis 47, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial als Pulver und/oder Granulat und/oder Flocken verwendet wird.

49. Verfahren nach einem der Ansprüche 44 bis 48, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens das Kunststoffmaterial einen Gehalt an mindestens einem biologisch wirksamen Agens aufweist.

50. Verfahren nach Anspruch 49, dadurch gekennzeichnet, daß das biologisch wirksame Agens ausgewählt ist aus der Gruppe, die Wachstumsfaktoren, Antibiotika, schmerzlin-
dernde Agenzien, Agenzien, die die Zellteilung und die Vaskularisierung beeinflussen, koagulierende und anti-koagulierende Agenzien, immunsupprimierende und immunstimulierende Agenzien, Zytokine, chemisches Attraktans, Enzyme und Kombinationen davon, umfaßt.

51. Verfahren nach einem der Ansprüche 44 bis 50, dadurch

gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial biologisch abbaubar ist.

52. Verfahren nach einem der Ansprüche 44 bis 51, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial aus einem Thermoplasten besteht.

53. Verfahren nach Anspruch 52, dadurch gekennzeichnet, daß der Thermoplast wenigstens einen Polyester aus der Familie der Poly- α -Hydroxyl-Säuren, wie Polytrimethylen-carbonat, Polydioxanon, Polyglycolid, Polylactid, Poly(L-lactid-co-glycolid) nebst anderen Copolymeren, Polyortho-ester und/oder Polycaprolacton (Polyhydroxybutyrat und Polyhydroxybutyrat-co-hydroxyvalerat) aufweist.

54. Verfahren nach einem der Ansprüche 44 bis 53, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial Poly(D,L-lactid) ist.

55. Verfahren nach einem der Ansprüche 44 bis 53, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial Poly(L-lactid-co-D,L-lactid) ist.

56. Verfahren nach Anspruch 55, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial ein Gewichtsverhältnis von L-lactid zu D,L-lactid von etwa 40:60 aufweist.

57. Verfahren nach Anspruch 55, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial ein Gewichtsverhältnis von L-lactid zu D,L-lactid von etwa 50:50 aufweist.

58. Verfahren nach Anspruch 55, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial ein Gewichtsverhältnis von L-lactid zu D,L-lactid von etwa 70:30 aufweist.

59. Verfahren nach Anspruch 55, dadurch gekennzeichnet, daß das Kunststoffmaterial ein Gewichtsverhältnis von L-lactid zu D,L-lactid von etwa 80:20 aufweist.

60. Verfahren nach einem der Ansprüche 44 bis 59, dadurch gekennzeichnet, daß die Form drucklos geschlossen wird.

61. Verfahren nach einem der Ansprüche 44 bis 60, dadurch gekennzeichnet, daß das/der bei Schritt f) in das/der Druckgefäß eingebrachte Kohlendioxid und/oder Stickstoff in flüssiger Form eingebracht wird.

62. Verfahren nach einem der Ansprüche 44 bis 61, dadurch gekennzeichnet, daß das Kohlendioxid und/oder der Stickstoff infolge des Schrittes g) in einen superkritischen Zustand überführt wird.

63. Verfahren nach einem der Ansprüche 44 bis 62, dadurch gekennzeichnet, daß der Druck p zwischen etwa 2×10^6 Pa und etwa 2×10^8 Pa beträgt.

64. Verfahren nach Anspruch 63, dadurch gekennzeichnet, daß der Druck p zwischen etwa 5×10^6 Pa und $1,5 \times 10^7$ Pa beträgt.

65. Verfahren nach einem der Ansprüche 44 bis 64, dadurch gekennzeichnet, daß die Temperatur T weniger als etwa 37°C

beträgt.

66. Verfahren nach einem der Ansprüche 44 bis 65, dadurch gekennzeichnet, daß die Zeit t zwischen etwa 10 Minuten und etwa 100 Minuten beträgt.

67. Verfahren nach Anspruch 66, dadurch gekennzeichnet, daß die Zeit t etwa 30 Minuten beträgt.

68. Verfahren nach einem der Ansprüche 44 bis 67, dadurch gekennzeichnet, daß der Druck p mit einem definierten Gradienten abgebaut wird.

69. Verfahren zur Herstellung einer Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 1 bis 41, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine Schicht aus natürlichem Material an mindestens eine weitere Schicht der Abdeckmembran, die mindestens die zwischen den beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten 1, 1' liegende Schicht 2 mindestens einem Kunststoffmaterial umfaßt, anextrudiert wird.

70. Verfahren zur Herstellung einer Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 1 bis 41, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine Schicht aus natürlichem Material an mindestens eine weitere Schicht der Abdeckmembran, die mindestens die zwischen den beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten 1, 1' liegende Schicht 2 aus mindestens einem Kunststoffmaterial umfaßt, angesossen wird.

71. Verfahren nach Anspruch 69 oder 70, dadurch gekennzeichnet, daß die zwischen den beiden äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schichten 1, 1' liegende Schicht 2 aus Kunststoffmaterial vor dem Aufbringen der Schichten, die aus natürlichem Material bestehen, vorgeformt wird.

72. Verfahren zur Herstellung einer Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 1 bis 41, dadurch gekennzeichnet, daß eine Anordnung der die Abdeckmembran aufbauenden Schichten in eine Heizpreßform gegeben wird, die Heizpreßform zugefahren wird und eine Temperatur T_1 und ein Druck p_1 angelegt wird.

73. Verfahren nach Anspruch 72, dadurch gekennzeichnet, daß die Temperatur T_1 etwa 100°C oder weniger beträgt.

74. Verfahren nach Anspruch 72 oder 73, dadurch gekennzeichnet, daß der Druck p_1 etwa 1×10^6 bis 2×10^6 Pa beträgt.

75. Formkörper, dadurch gekennzeichnet, daß der Formkörper aus einer Abdeckmembran nach einem der Ansprüche 1 bis 41 besteht.

76. Formkörper nach Anspruch 75, dadurch gekennzeichnet, daß der Formkörper ein Augmentationsformkörper zur Behebung von Knochendefekten ist.

77. Formkörper nach Anspruch 75 oder 76, dadurch gekennzeichnet, daß der Porositätsgrad der beiden äußeren aus

einem natürlichen Material bestehenden Schichten 1, 1' der den Formkörper bildenden Abdeckmembran verschieden ist.

78. Formkörper nach Anspruch 77, dadurch gekennzeichnet, daß die dem Knochendefekt zugewandte äußere aus einem natürlichen Material bestehende Schicht der Abdeckmembran einen höheren Porositätsgrad aufweist als die dem Knochendefekt abgewandte äußere aus einem natürlichen Material bestehende Schicht der Abdeckmembran.

79. Formkörper nach einem der Ansprüche 75 bis 78, dadurch gekennzeichnet, daß die Dicke der dem Knochendefekt zugewandten äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schicht der Abdeckmembran verschieden ist von der Dicke der dem Knochendefekt abgewandten äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schicht der Abdeckmembran.

80. Formkörper nach Anspruch 79, dadurch gekennzeichnet, daß die dem Knochendefekt zugewandte äußere aus einem natürlichen Material bestehende Schicht der Abdeckmembran dicker ist als die dem Knochendefekt abgewandte äußere aus einem natürlichen Material bestehende Schicht der Abdeckmembran.

81. Formkörper nach Anspruch 80, dadurch gekennzeichnet, daß die dem Knochendefekt zugewandte äußere aus einem natürlichen Material bestehende Schicht der Abdeckmembran wesentlich dicker ist als die dem Knochendefekt abgewandte äußere aus einem natürlichen Material bestehende Schicht der Abdeckmembran.

82. Formkörper nach einem der Ansprüche 75 bis 81, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens die Poren der dem Knochendefekt zugewandten äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schicht der Abdeckmembran ein Volumen von etwa 1 bis 5 mm³ aufweisen.

83. Formkörper nach einem der Ansprüche 75 bis 82, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens die Poren der dem Knochendefekt zugewandten äußeren aus einem natürlichen Material bestehenden Schicht der Abdeckmembran einen Gehalt an autologem Knochenmaterial aufweisen.

Fig. 1

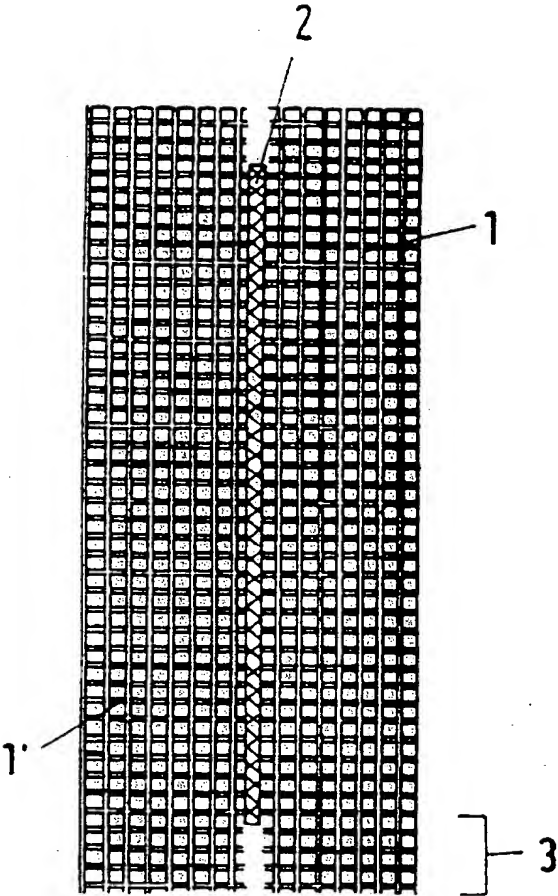


Fig. 2

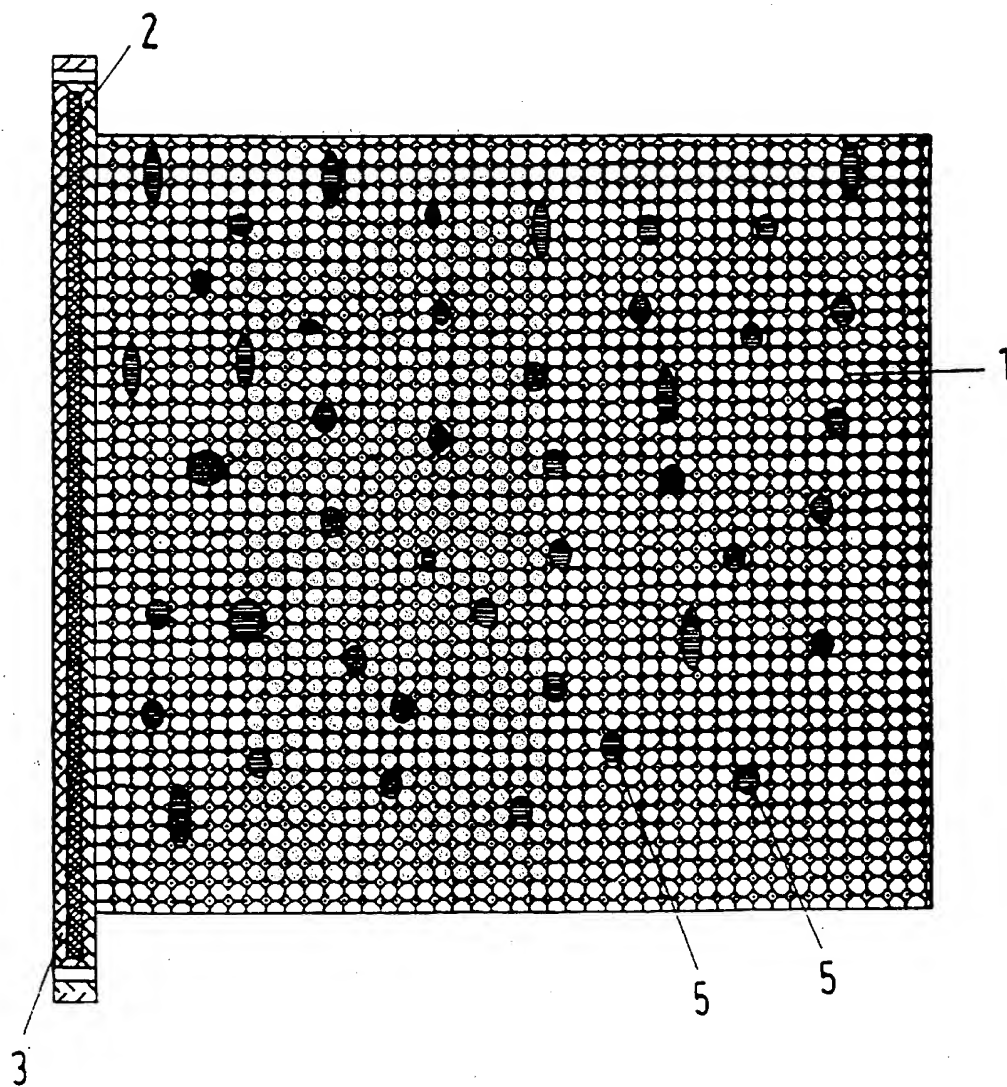


Fig. 3

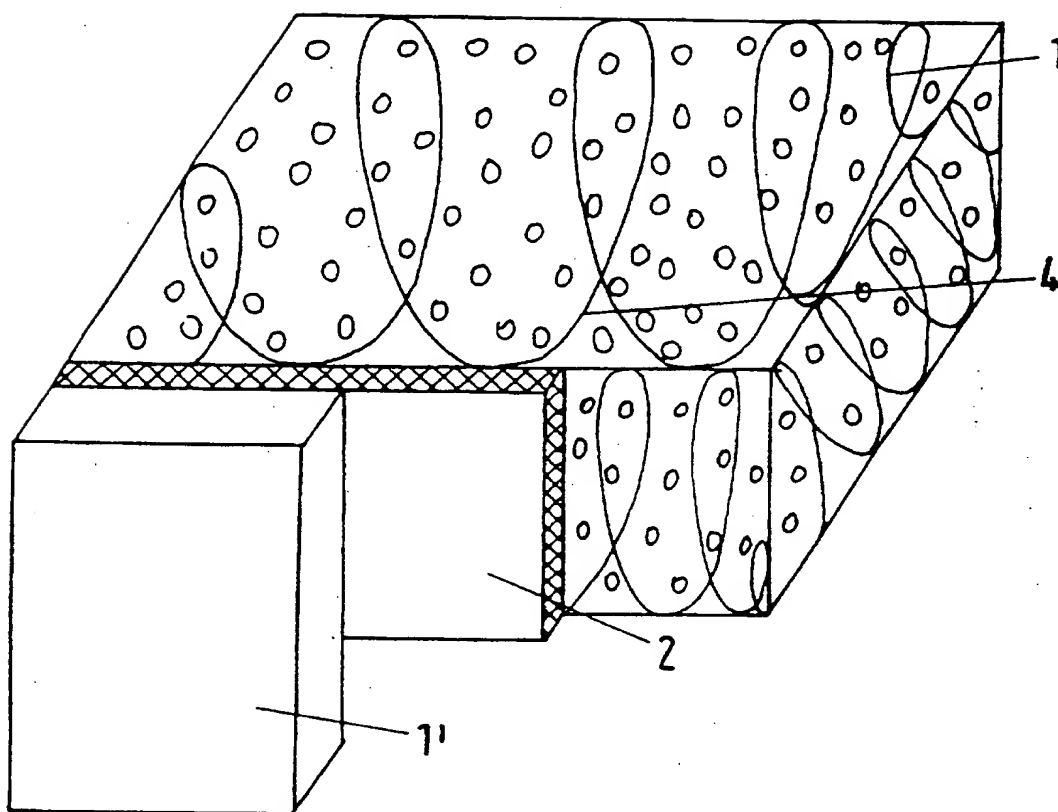


Fig. 4

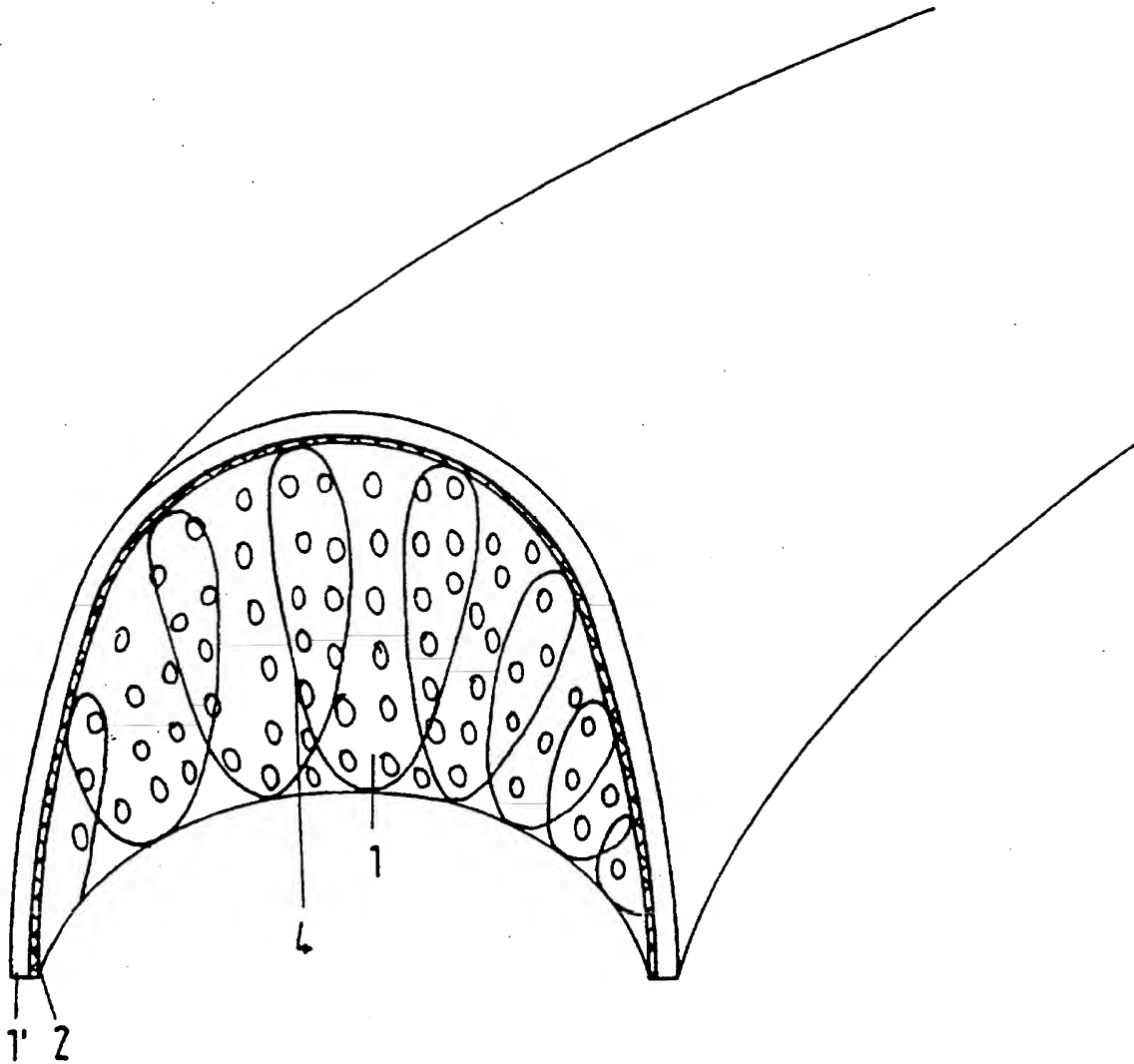


Fig. 5

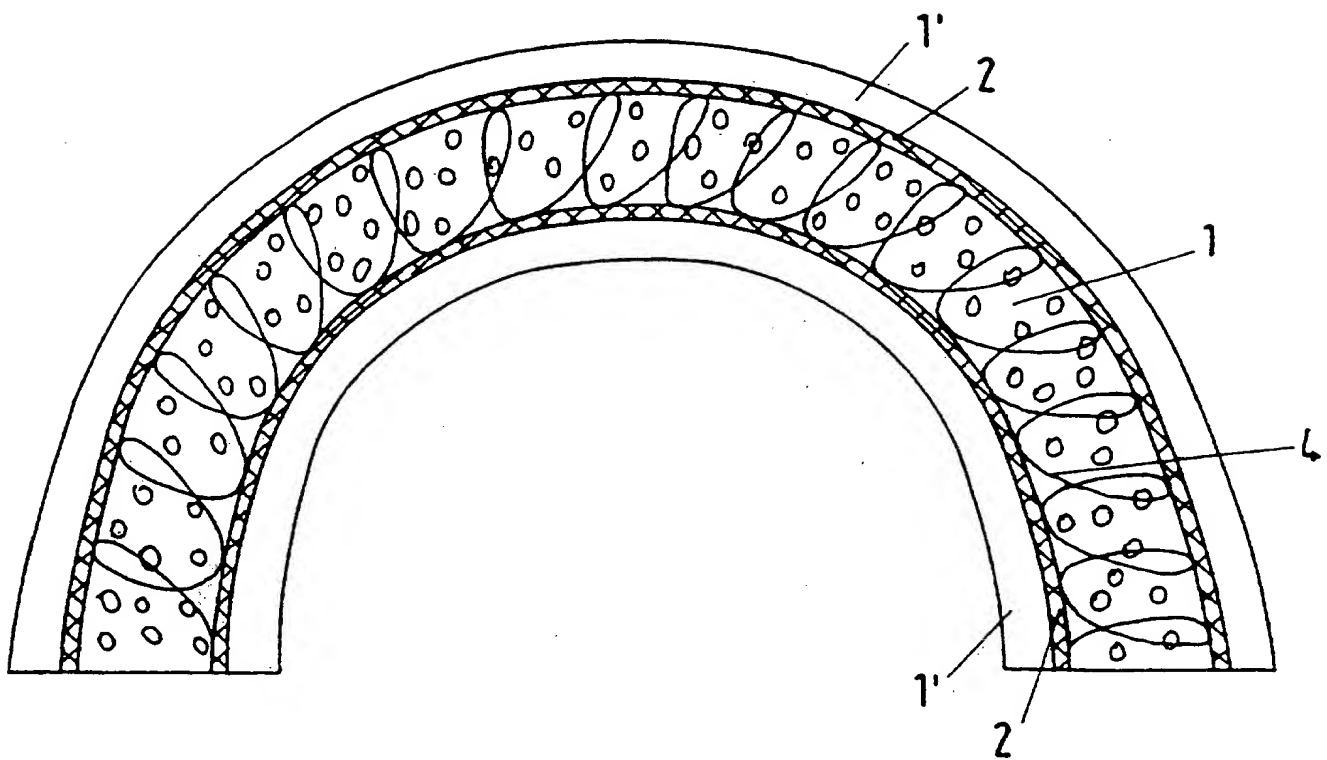


Fig. 6

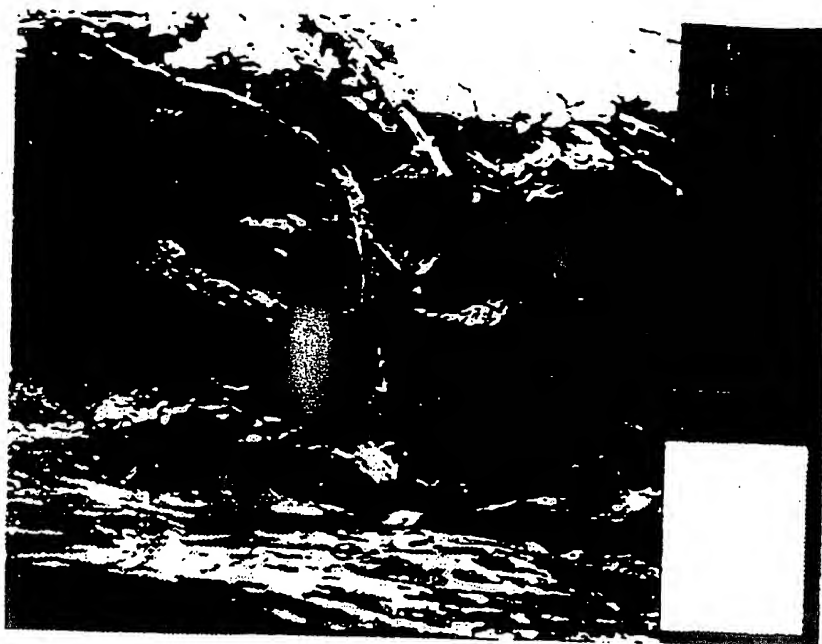
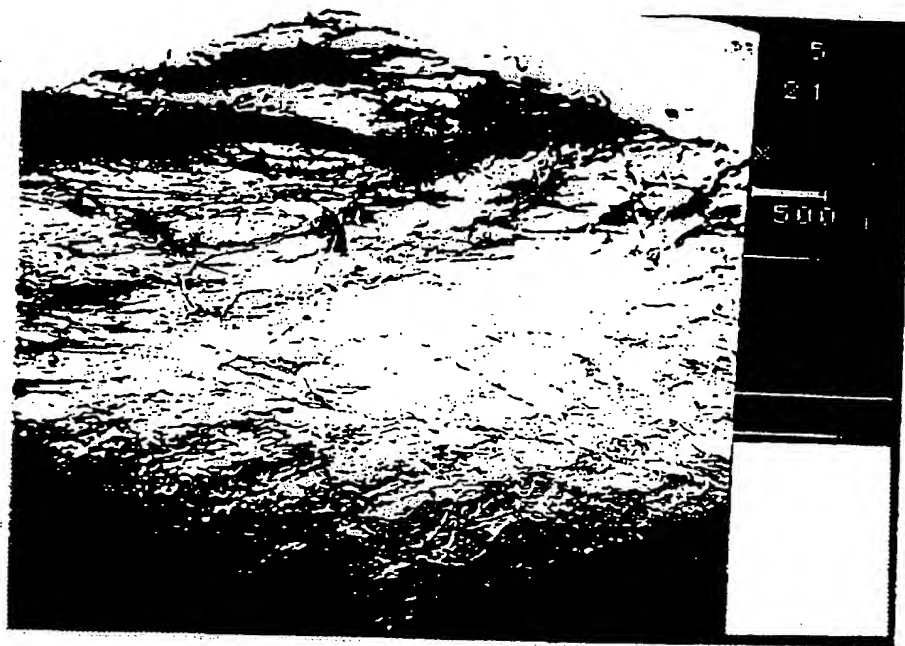


Fig. 7



Fig. 8



Dalmanella

Fig. 9



Fig. 10

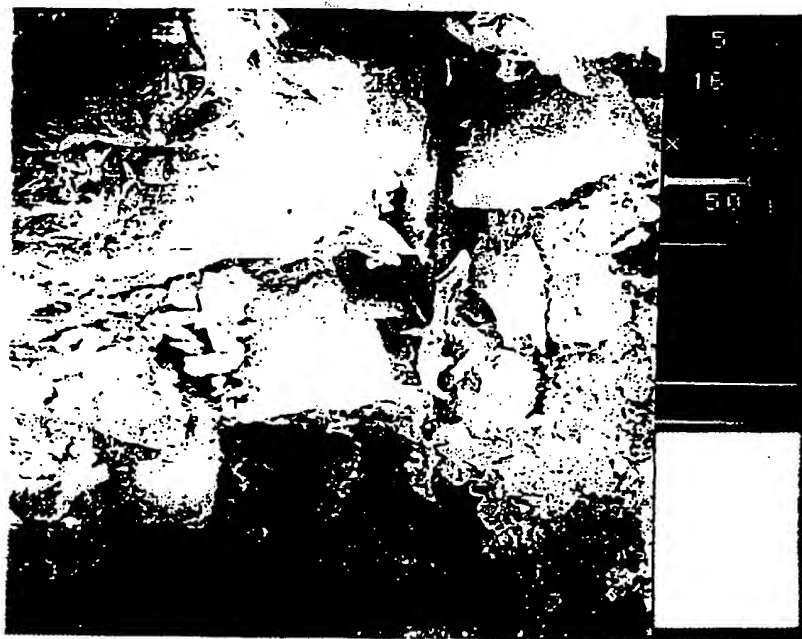
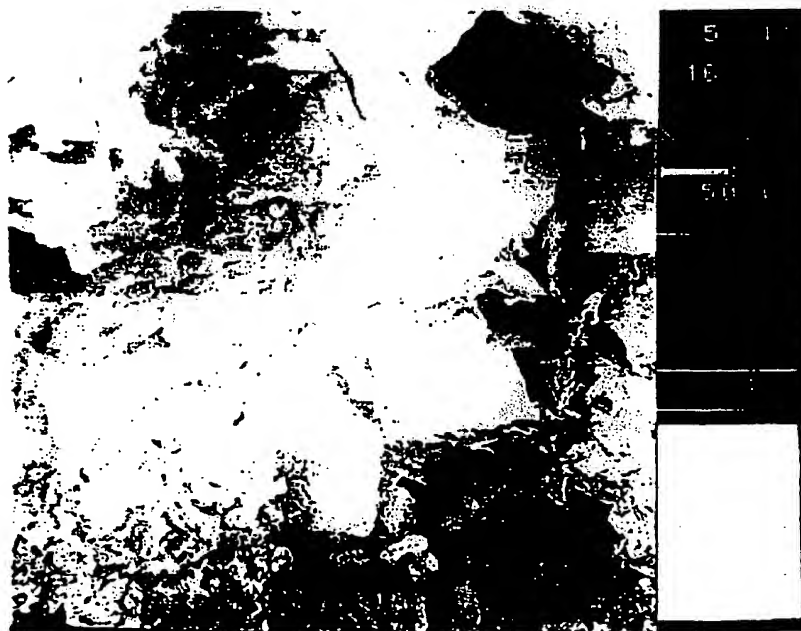


Fig. 11



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PC1/DE 97/00233

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 6 A61L31/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 6 A61L

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 096, no. 001, 31 January 1996 & JP 07 236688 A (TERUMO CORP), 12 September 1995, see abstract ---	1-40,42, 43,75-83
X	WO 90 13302 A (BRIGHAM & WOMENS HOSPITAL) 15 November 1990 see abstract see claims 1-16 see page 10, line 15 - page 11, line 29 see figure 1 ---	1-40,42, 43,75-83
X	EP 0 609 667 A (KIRSCH AXEL) 10 August 1994 see page 2, line 17 - line 43 see page 3, line 17 - line 27; figures 1,2 see claims 1-5,7-9,11 ---	1-40,42, 43,75-83
-/-		

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents:

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

28 July 1997

Date of mailing of the international search report

04.08.1997

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+ 31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo:nl,
Fax (+ 31-70) 340-3016

Authorized officer

Heck, G

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Inter onal Application No
PC 1/DE 97/00233

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P,X	WO 96 41594 A (KIRSCH AXEL) 27 December 1996 see page 4, paragraph 7 - page 5, paragraph 2 see page 7, paragraph 1-2 see claim 8 see figures 2,3 ---	1-40,42, 43,75-83
A	WO 95 18638 A (GEISTLICH SOEHNE AG ;HOLMES MICHAEL JOHN (GB); GEISTLICH PETER (CH) 13 July 1995 see abstract see page 2, paragraph 3 see claim 1 ---	19
A	WO 92 10218 A (GORE & ASS) 25 June 1992 see page 4, line 2 - line 17 see page 7, line 8 - line 11 see page 10, line 24 - page 11, line 37 see claim 21 see figures 4A-4C -----	44,52-59

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/DE 97/00233

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9013302 A	15-11-90	AU 5654990 A	29-11-90
EP 0609667 A	10-08-94	DE 4302708 A	04-08-94
		BR 9400241 A	23-08-94
		CA 2113858 A	02-08-94
		JP 6285148 A	11-10-94
WO 9641594 A	27-12-96	DE 19520867 A	12-12-96
		AU 5269596 A	09-01-97
WO 9518638 A	13-07-95	CA 2180659 A	13-07-95
		EP 0738161 A	23-10-96
WO 9210218 A	25-06-92	CA 2094908 A	07-06-92
		DE 69121587 D	26-09-96
		DE 69121587 T	27-03-97
		EP 0560934 A	22-09-93
		JP 6506366 T	21-07-94

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/DE 97/00233

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
IPK 6 A61L31/00

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
IPK 6 A61L

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 096, no. 001, 31. Januar 1996 & JP 07 236688 A (TERUMO CORP), 12. September 1995, siehe Zusammenfassung ---	1-40, 42, 43, 75-83
X	WO 90 13302 A (BRIGHAM & WOMENS HOSPITAL) 15. November 1990 siehe Zusammenfassung siehe Ansprüche 1-16 siehe Seite 10, Zeile 15 - Seite 11, Zeile 29 siehe Abbildung 1 ---	1-40, 42, 43, 75-83
-/-		

☒ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

☒ Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

* "A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

* "E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

* "L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

* "O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

* "P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

* "T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

* "X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden

* "Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

* "&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

28. Juli 1997

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

04.08.1997

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde
Europäischer Patentamt, P.B. 5818 Patentaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+ 31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+ 31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Heck, G

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE. 97/00233

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	EP 0 609 667 A (KIRSCH AXEL) 10.August 1994 siehe Seite 2, Zeile 17 - Zeile 43 siehe Seite 3, Zeile 17 - Zeile 27; Abbildungen 1,2 siehe Ansprüche 1-5,7-9,11 ---	1-40,42, 43,75-83
P,X	WO 96 41594 A (KIRSCH AXEL) 27.Dezember 1996 siehe Seite 4, Absatz 7 - Seite 5, Absatz 2 siehe Seite 7, Absatz 1-2 siehe Anspruch 8 siehe Abbildungen 2,3 ---	1-40,42, 43,75-83
A	WO 95 18638 A (GEISTLICH SOEHNE AG ;HOLMES MICHAEL JOHN (GB); GEISTLICH PETER (CH) 13.Juli 1995 siehe Zusammenfassung siehe Seite 2, Absatz 3 siehe Anspruch 1 ---	19
A	WO 92 10218 A (GORE & ASS) 25.Juni 1992 siehe Seite 4, Zeile 2 - Zeile 17 siehe Seite 7, Zeile 8 - Zeile 11 siehe Seite 10, Zeile 24 - Seite 11, Zeile 37 siehe Anspruch 21 siehe Abbildungen 4A-4C -----	44,52-59

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PC1/DE 97/00233

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 9013302 A	15-11-90	AU 5654990 A	29-11-90
EP 0609667 A	10-08-94	DE 4302708 A	04-08-94
		BR 9400241 A	23-08-94
		CA 2113858 A	02-08-94
		JP 6285148 A	11-10-94
WO 9641594 A	27-12-96	DE 19520867 A	12-12-96
		AU 5269596 A	09-01-97
WO 9518638 A	13-07-95	CA 2180659 A	13-07-95
		EP 0738161 A	23-10-96
WO 9210218 A	25-06-92	CA 2094908 A	07-06-92
		DE 69121587 D	26-09-96
		DE 69121587 T	27-03-97
		EP 0560934 A	22-09-93
		JP 6506366 T	21-07-94